

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-034893

(43)Date of publication of application : 05.02.2002

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

A61B 1/04

H04N 7/18

(21)Application number : 2000-227237

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 27.07.2000

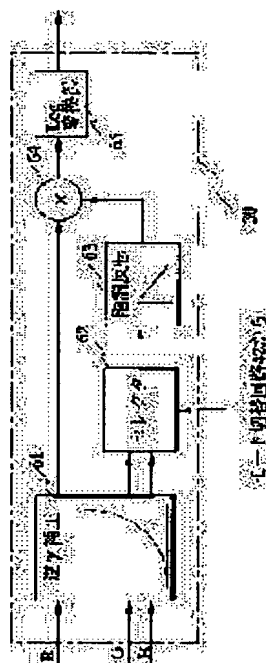
(72)Inventor : ATONO KAZUHIRO

## (54) ENDOSCOPE INSTRUMENT

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To separate tissue information of a desired depth closer to a surface of an organic tissue and to visually affirm the information.

**SOLUTION:** An image processor 30 processes to calculate a value having a correlation with a hemoglobin concentration in blood, an IHb (hemoglobin index) by using two pieces of band image information of RGB, and a reverse  $\alpha$  correcting process for removing a  $\alpha$  correction to be conducted for a CRT display is conducted by a table conversion or the like for the RGB signals input to the processor 30 by a reverse  $\alpha$  correction processor 61. A signal to flow to a rear stage process is selected for the reverse  $\alpha$  correction processed GB signals based on a control signal from a mode switching circuit 24 by a selector 62. After an inverting process of a gradation is conducted by a gradation inverting processor 63, the signal is multiplied by the R signal by a multiplier 64. The logarithmic conversion is finally conducted by a logarithmic converter 65, and the resultant is then output from the processor 30.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

03.06.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-34893

(P2002-34893A)

(43)公開日 平成14年2月5日(2002.2.5)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テームト\* (参考)

A 6 1 B 1/00

3 0 0

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D 4 C 0 6 1

1/04

3 7 0

1/04

3 7 0 5 C 0 5 4

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18

M

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 10 頁)

(21)出願番号

特願2000-227237(P2000-227237)

(22)出願日

平成12年7月27日(2000.7.27)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

Fターム(参考) 4C061 BB01 CC06 GG01 HH51 LL01

MM02 NN01 QQ09 RR04 RR14

RR18 SS09 TT13 WW02

5C054 CA04 CB00 CC03 CC05 CC07

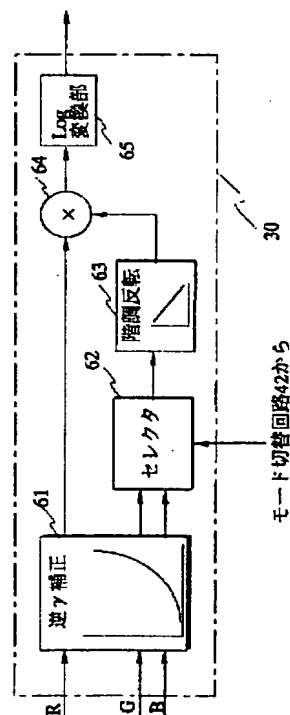
EA01 ED13 FB03 HA12

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認する。

【解決手段】 画像処理回路30は、RGBのうち2つのバンド画像情報を用いて、血液中のヘモグロビン濃度に相関のある値、IHb(ヘモグロビンインデックス)を算出する処理構成を有し、画像処理回路30に入力されたRGB信号は、逆γ補正処理部61でCRT表示用に行われているγ補正を除去するための逆γ補正処理がテーブル変換等で行われる。逆γ補正処理されたGB信号は、セレクタ部62でモード切替回路42からの制御信号に基づいて、後段処理に流す信号を選択する。階調反転処理部63で階調の反転処理が行われたあと、R信号との乗算器64で乗算が行われる。最後に対数変換部65で対数変換を受けたあと、画像処理回路30から出力される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、

前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に着脱自在に配置する帯域制限配置手段を有し、

前記信号処理手段は、前記帯域制限配置手段による前記帯域制限手段の配置状態に応じて前記撮像信号の信号処理を変更することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記照明光供給手段は、前記帯域制限手段の制限に応じて、前記照明光の光量を前記波長域毎に制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

【0003】内視鏡装置において通常の生体組織観察を行う場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、例えばRGB等の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、内視鏡の撮像手段の撮像面の前面にカラーチップを配し白色光による戻り光をカラーチップにてRGBに分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することカラー画像を得ている。

【0004】一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、近年、例えば赤外光を照明光として生体組織に照射し生体組織に深部の組織の観察が可能な赤外光内視鏡装置が種々提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体組織の診断では、組織表面近くの深部組織情報も重要な観察対象となるが、上記の赤外光内視鏡装置では、組織表面よりも深い深部組織情報しか得ることができない。

【0006】また、白色光を回転フィルタによりRGB面順次光として、生体組織に照射すると、その波長域が異なるために、各色の光による撮像信号は、生体組織の組織表面近くの異なる深部組織情報を有しているが、一般にはこのRGB面順次光による内視鏡画像をより自然な色画像とするため、白色光は、各波長域がオーバーラップしたRGB光に分離される。

【0007】すなわち、オーバーラップしたRGB光では、各波長域による光の撮像信号には幅のある深部組織情報が取り込まれるため、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を視認することが難しいといった問題がある。

【0008】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡装置は、可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に着脱自在に配置する帯域制限配置手段を有し、前記信号処理手段が前記帯域制限配置手段による前記帯域制限手段の配置状態に応じて前記撮像信号の信号処理を変更するように構成される。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0011】図1ないし図10は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図8は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図9は図1の調光回路による調光制御を説明する図、図10は図1の画像処理回路の構成を示す構成図である。

【0012】図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段としてCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡

3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置6に出力するビデオプロセッサ7とから構成される。

【0013】光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞り装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。

【0014】回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような自然な色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2が配置されている。そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモータ18の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動(回転フィルタ14の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選択的に光路上に移動)が後述するビデオプロセッサの7内のモード切替回路42からの制御信号によりモード切替モータ19によって行われる。

【0015】なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモータ18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。

【0016】図1に戻り、ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換するA/D変換器24と、A/D変換器24からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路25と、回転フィルタ14による面順次光を同時化するためのセレクト26及び同時化メモリ27a、27b、27cと、同時化メモリ27a、27b、27cに格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A

回路31a、31b、31cと、D/A回路31a、31b、31cの出力を符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ35とを備えて構成される。

【0017】また、電子内視鏡2には、モード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44及び光源装置4のモード切替モータ19に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力し、調光回路43はモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき光源装置4の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0018】図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0019】一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0020】通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサの7内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

【0021】体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップさせるために、B1フィルタ14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(a)に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G1フィルタ14g1によるC

ＣＤ４で撮像される撮像信号には図 7 (b) に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにＲ１フィルタ 14 r1 によるＣＣＤ４で撮像される撮像信号には図 7 (c) に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0022】そしてビデオプロセッサ 7 により、これら RGB 撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0023】一方、電子内視鏡 3 のモード切替スイッチ 41 が押されると、その信号がビデオプロセッサ 7 のモード切替回路 42 に入力される。モード切替回路 42 は、光源装置 4 のモード切替モータ 19 に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ 14 の第 1 のフィルタ組を移動させ第 2 のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ 14 を光路に対して駆動する。

【0024】第 2 のフィルタ組による体内腔内組織 51 の狭帯域光観察時における R2 フィルタ 14 r2、G2 フィルタ 14 g2、B2 フィルタ 14 b2 は、照明光を図 4 に示したように離散的な分光特性の狭帯域な面順次光とするために、B2 フィルタ 14 b2 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 8 (a) に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G2 フィルタ 14 g2 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 8 (b) に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらに R2 フィルタ 14 r2 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 8 (c) に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0025】この時、図 3 及び図 4 から明らかなように、第 1 のフィルタ組による透過光量に対して第 2 のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラメータ切替回路 44 は、回転フィルタ 14 の第 1 のフィルタ組あるいは第 2 のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路 43 に出力することで、調光回路 43 は絞り装置 13 を制御し、図 9 に示すように、ビデオプロセッサ 7 の図示しない設定パネルでの設定値  $L_x$  に応じた通常観察時の絞り装置 13 による例えばリニアな絞り制御線 61 に対して、狭帯域光観察時には絞り装置 13 を制御して設定値  $L_x$  に応じた絞り制御曲線 62 により光量  $M_x$  を制御する。これにより狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

【0026】具体的には、第 1 のフィルタ組から第 2 のフィルタ組に変更したことに連動して、光量設定値  $L_x$  に対応する絞りレベル値が図 9 に示すように  $M \times 1$  から  $M \times 2$  に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御され、フィルタが狭帯域化することにより、照明光量が減少することを補償するように動作する。

【0027】本実施の形態の画像処理回路 30 は、RGB のうち 2 つのバンド画像情報を用いて、血液中のヘモグロビン濃度に相関のある値、IHb (ヘモグロビンインデックス) を算出する処理構成を有し、具体的には、図 10 に示すように、画像処理回路 30 に入力された RGB 信号は、逆  $\gamma$  補正処理部 61 で CRT 表示用に行われている  $\gamma$  補正を除去するための逆  $\gamma$  補正処理がテーブル変換等で行われる。

【0028】つぎに逆  $\gamma$  補正処理された GB 信号は、セレクト部 62 でモード切替回路 42 からの制御信号に基づいて、後段処理に流す信号を選択する。次に階調反転処理部 63 で階調の反転処理が行われたあと、R 信号との乗算器 64 で乗算が行われる。そして最後に対数変換部 65 で対数変換を受けたあと、画像処理回路 30 から出力される。

【0029】画像処理回路 30 からの出力形態は、IHb に基づいて疑似カラー画像を生成しても良いし、あるいは一つのバンド画像、例えば R 画像を IHb 画像に置き換えるようにしても良い。

【0030】従来の IHb では、 $32 \times \log_2(R/G)$  という式が使われている。この式は G バンド画像が血液情報を強く反映することを利用している。

【0031】一方、フィルタを狭帯域化すると、B 画像には表面上の毛細血管が強く反映される。したがって、フィルタ切替後の B と G の画像は、血液が存在する深さが異なり、B が表層、G がそれより深い層位置の情報を反映することになる。

【0032】よって、本実施の形態では、モード切替スイッチ 41 が押下され狭帯域観察モードとなると、モード切替回路 42 からの指示によって、図 10 に示すセレクト部 62 の動作を切替えることで、B 情報に基づいた粘膜表層の IHb 値 ( $32 \times \log_2(R/B)$ )、G 情報に基づいた粘膜中層の IHb 値 ( $32 \times \log_2(R/G)$ ) を切替えて使用することができ、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【0033】なお、セレクト部 62 の動作はモード切替回路 42 からの制御信号に基づいたが、これは、電子内視鏡 3 の操作部等に別のスイッチを設けても良い。

【0034】図 11 ないし図 15 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 11 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 12 は図 11 の画像処理回路の構成を示す構成図、図 13 は図 12 のフィルタリング実行部の構成を示す構成図、図 14 は図 13 のフィルタリング実行部のフィルタ周波数特性を示す図、図 15 は図 11 の狭帯域観察モード時に撮像される RGB 画像を示す図である。

【0035】第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0036】本実施の形態は、照明光の分光特性を狭帯

域RGB特性に切替えることが可能で、それと連動して調光テーブルなど光量制御パラメータの変更、画像処理パラメータの変更機能を備えた内視鏡装置に関する。

【0037】図11に示すように、電子内視鏡3には処理切替指示スイッチ70が設けられ、画像処理回路30は、モード切替回路42からの制御信号と処理切替指示スイッチ70からの指示信号を受け取り、後述する色変換処理を行う。

【0038】従来より内視鏡画像処理として、FIRフィルタなど空間周波数フィルタが画質改善、画像強調処理に用いられており、観察補助に効果を上げてきた。

【0039】本実施の形態の画像処理回路30は、この空間周波数フィルタリングを狭帯域RGB画像に適用する構成となっており、図12に示すように、入力されたRGB画像に対して空間周波数フィルタリング処理を行なうフィルタリング実行部71と、フィルタリング実行部71の出力結果をRGB各々8ビットレベル内に調整するなどの変換を行なうデータ変換部72と、さらにフィルタ切替回路42からの制御信号と処理切替指示スイッチ70からの指示信号に基づきフィルタリング実行部\*20

$$R'(x, y) = R(x, y) + \omega_R \cdot R_s(x, y)$$

$$G'(x, y) = G(x, y) + \omega_G \cdot G_s(x, y)$$

$$B'(x, y) = B(x, y) + \omega_B \cdot B_s(x, y) \quad (1)$$

図14のフィルタ特性は、M1、M2、M3と順にノイズ成分の強調を極力抑えつつ、高周波数成分を強調する特性になっており、順により強調帯域が高周波数にシフトする。このような強調帯域が異なるフィルタは、それぞれ各バンド別に別個に適用する。

【0043】つまり、モード切替スイッチ41が押下され狭帯域観察モードとなると、図15に示すようにR画像に比較してB画像はより細かい血管パターン、つまりより高周波数特性を持っており、そのパターンをより明瞭に再現するためにフィルタM1よりはM3を適用することになる。R画像はその逆でM3よりはM1の適用が好ましい。このように、バンドが再現する生体情報の内容によってフィルタ特性を使い分けることが重要である。

【0044】また、このようなフィルタ特性は狭帯域RGB画像に対して有効であって、通常観察時には別のフィルタ特性が求められる。したがって、モード切替回路42に応じて、係数変更部73はフィルタ特性を最適なものと変更する。処理切替指示スイッチ70からの指示信号による制御は、例えば強調レベルの調整などを行なう。

【0045】このように本実施の形態でも、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【0046】図16ないし図19は本発明の第3の実施の形態に係わり、図16は画像処理回路の構成を示す構成図、図17は図16の前処理部における階調補正テ

\*の動作を変更する係数変更部73とから構成される。

【0040】フィルタリング実行部71は、図13に示すように、RGBのそれぞれの画像データに対して5×5のマスク演算を行うフィルタリング部81、82、83とフィルタリング部81、82、83の出力に重み付けを行いRGBのそれぞれの画像データに加算する加算器84、85、86とからなり、係数変更部73はフィルタリング部81、82、83に対するマスク係数を、また加算器84、85、86に対する重み係数を設定する。

【0041】これにより、画像データをR(x, y)、G(x, y)、B(x, y)、フィルタリング部81、82、83の出力をRs(x, y)、Gs(x, y)、Bs(x, y)、重み係数をωR、ωG、ωBとして式(1)のような演算を行うことで、例えば図14のフィルタ周波数特性に示すような空間周波数フィルタリング処理結果R'(x, y)、G'(x, y)、B'(x, y)を出力する。

【0042】

ブルを示す図、図18は図16のエッジ抽出処理部におけるエッジ抽出処理に適用されるヒストグラム分布を示す図、図19は図16のパターン抽出部での処理を説明する図である。

【0047】第3の実施の形態は、第2の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0048】本実施の形態では、血管走行パターンや粘膜表面微細構造パターンの抽出のパラメータをフィルタ切替に連動して変更する構成を示す。狭帯域RGB画像は、バンド間で表現されている情報の独立性が高いことが特徴である。例えば、モード切替スイッチ41が押下された狭帯域観察モードでは、図15に示したようにB画像は粘膜表面微細構造や粘膜表層付近に存在する血管網、G画像は中層付近に存在する血管網、R画像は粘膜深層に存在する比較的太い血管網と、バンド間で異なる情報を反映し、それらの情報は生体構造の深さ方向の変化と深い関係がある。このような狭帯域RGB画像に対しては、通常観察で適用するパターン抽出処理を適用するより、よりパラメータを最適化した方が効果的な結果を得られることが期待できる。

【0049】そこで、本実施の形態の画像処理回路30は、図16に示すように、RGBの各バンド画像データを選択するバンドセレクト部91を備え、後段の前処理部93、エッジ抽出処理部94及びパターン抽出部95よりなるパターン抽出処理部92での処理に適用するバンドを選択する。

【0050】ここでは、一つのパンドでも複数のパンドでも良く、抽出したい情報に合わせて選択される。粘膜表面微細構造のパターンを抽出したければ、ここではB画像がセレクトされる。あるいは、粘膜深層の太い血管の位置を抽出したければR画像が選択される。

【0051】パターン抽出処理部92では、前処理部93において前処理が行われる。一般的には前処理は、ディストーション補正、階調補正など、後段の処理に応じて適切な前処理が行われる。血管走行パターンなどの処理を行なう場合は、撮像光学系の歪曲収差を補正するディストーション補正処理と濃度分布の規格化のためヒストグラム平坦化処理を行なう。例えば階調補正の場合、前処理部93に入力されたパンドデータ $f(x, y)$ に対して図17に示すような階調補正テーブル $F$ を適用して出力 $g(x, y) (= F(f(x, y)))$ を得る。なお、図17の階調補正テーブルにおいては、曲線aより曲線bの方が強いコントラストに変換する。

【0052】次に、エッジ抽出処理部94において、エッジ抽出処理を行なう。これは、図18に示すようにヒストグラム分布の谷を発見しそのレベルで2値化処理を行なう方法や、微分オペレータを用いてエッジを抽出する方法が適用できる。

【0053】次に、パターン抽出部95において、図19に示すように、例えば領域Aの面積を $M$ としたとき、この $M$ と所定のしきい値 $\theta$ とを比較し、 $M < \theta$ ならば領域Aを不要なパターンとしてを除去し、 $\theta$ 以上の面積を有する血管などを領域にしているパターンのみを抽出する。具体的には、膨張、収縮処理や、基準パターンとの照合によりパターンの排除と統合を行なう。

【0054】パターン抽出処理部92での一連の処理は、各パンドに表現されている情報毎にパラメータが最適化されねばならない。例えば、パターン抽出部95において、R画像から深部走行血管を抽出したい場合には、細かな孤立点は極力除去するように動作させるし、B画像から毛細血管走行パターンを抽出する場合には、細かいパターンを極力残す動作をさせる。

【0055】パターン抽出処理部92の処理結果は最後段の画像合成部96に出力され、画像合成部96では、パターン抽出結果を画像に反映させるための画像合成を行なう。ここでは、元のRGB画像にパターン抽出結果を加算したり、パターン抽出結果だけでモノクロ画像を構成したりする処理を行なう。

【0056】上記画像処理回路30の動作は、モード切替回路42および処理切替指示スイッチ70からの制御信号に基づいて、係数変更部73が各処理部の係数を変更することで全体の動作を最適化する。モード切替回路42に対しては、通常RGB照明の場合は、パターン抽出処理をバイパスするように制御し、狭帯域RGB照明の場合は、画像処理回路30において、処理切替指示スイッチ70の制御信号に基づいたパターン抽出処理が行

われる。

【0057】このように本実施の形態でも、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【0058】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

10 【図2】図1の回転フィルタの構成を示す構成図

【図3】図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図

【図4】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図

【図5】図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図

【図6】図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図

20 【図7】図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各パンド画像を示す図

【図8】図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各パンド画像を示す図

【図9】図1の調光回路による調光制御を説明する図

【図10】図1の画像処理回路の構成を示す構成図

【図11】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図12】図11の画像処理回路の構成を示す構成図

【図13】図12のフィルタリング実行部の構成を示す構成図

30 【図14】図13のフィルタリング実行部のフィルタ周波数特性を示す図

【図15】図11の狭帯域観察モード時に撮像されるRGB画像を示す図

【図16】本発明の第3の実施の形態に係る画像処理回路の構成を示す構成図

【図17】図16の前処理部における階調補正テーブルを示す図

【図18】図16のエッジ抽出処理部におけるエッジ抽出処理に適用されるヒストグラム分布を示す図

40 【図19】図16のパターン抽出部での処理を説明する図

【符号の説明】

1…内視鏡装置

2…CCD

3…電子内視鏡

4…光源装置

5…観察モニタ

6…画像ファイリング装置

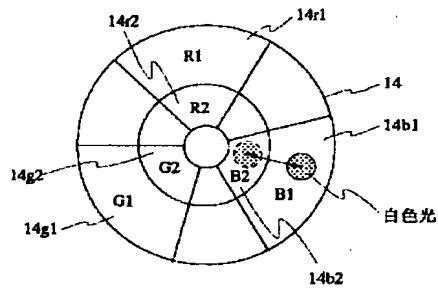
7…ビデオプロセッサ

10…電源部

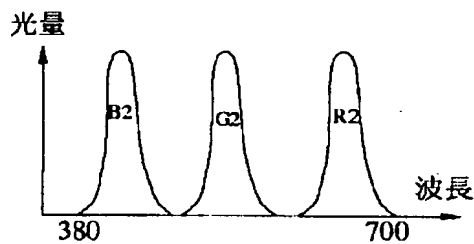
11

- 11…キセノンランプ
- 12…熱線カットフィルタ
- 13…絞り装置
- 14…回転フィルタ
- 15…ライトガイド
- 16…集光レンズ
- 17…制御回路
- 18…回転フィルタモータ
- 19…モード切替モータ
- 20…CCD駆動回路
- 21…対物光学系
- 22…アンプ
- 23…プロセス回路
- 24…A/D変換器
- 25…ホワイトバランス回路

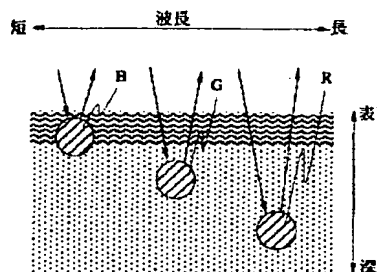
【図2】



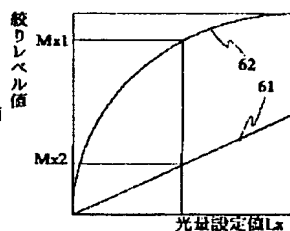
【図4】



【図6】



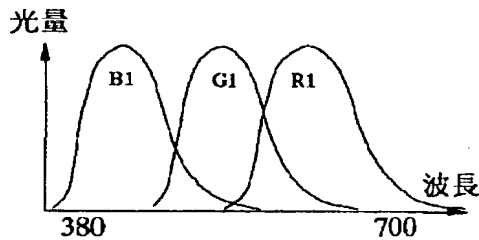
【図9】



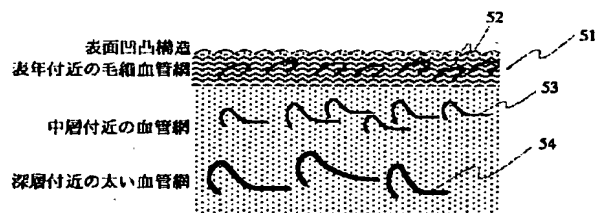
10

- 26…セクタ
- 27、28、29…同時化メモリ
- 30…画像処理回路
- 31、32、33…D/A回路
- 34…符号化回路
- 35…タイミングジェネレータ
- 41…モード切替スイッチ
- 42…モード切替回路
- 43…調光回路
- 44…調光制御パラメータ切替回路
- 61…逆 $\gamma$ 補正処理部
- 62…セクタ部
- 63…階調反転処理部
- 64…乗算器
- 65…対数変換部

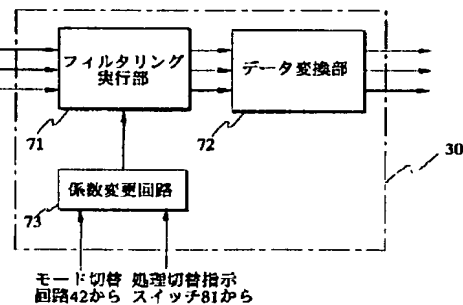
【図3】



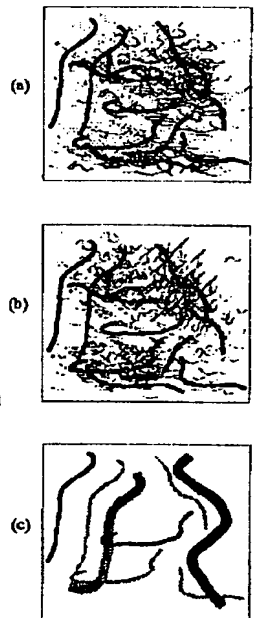
【図5】



【図12】

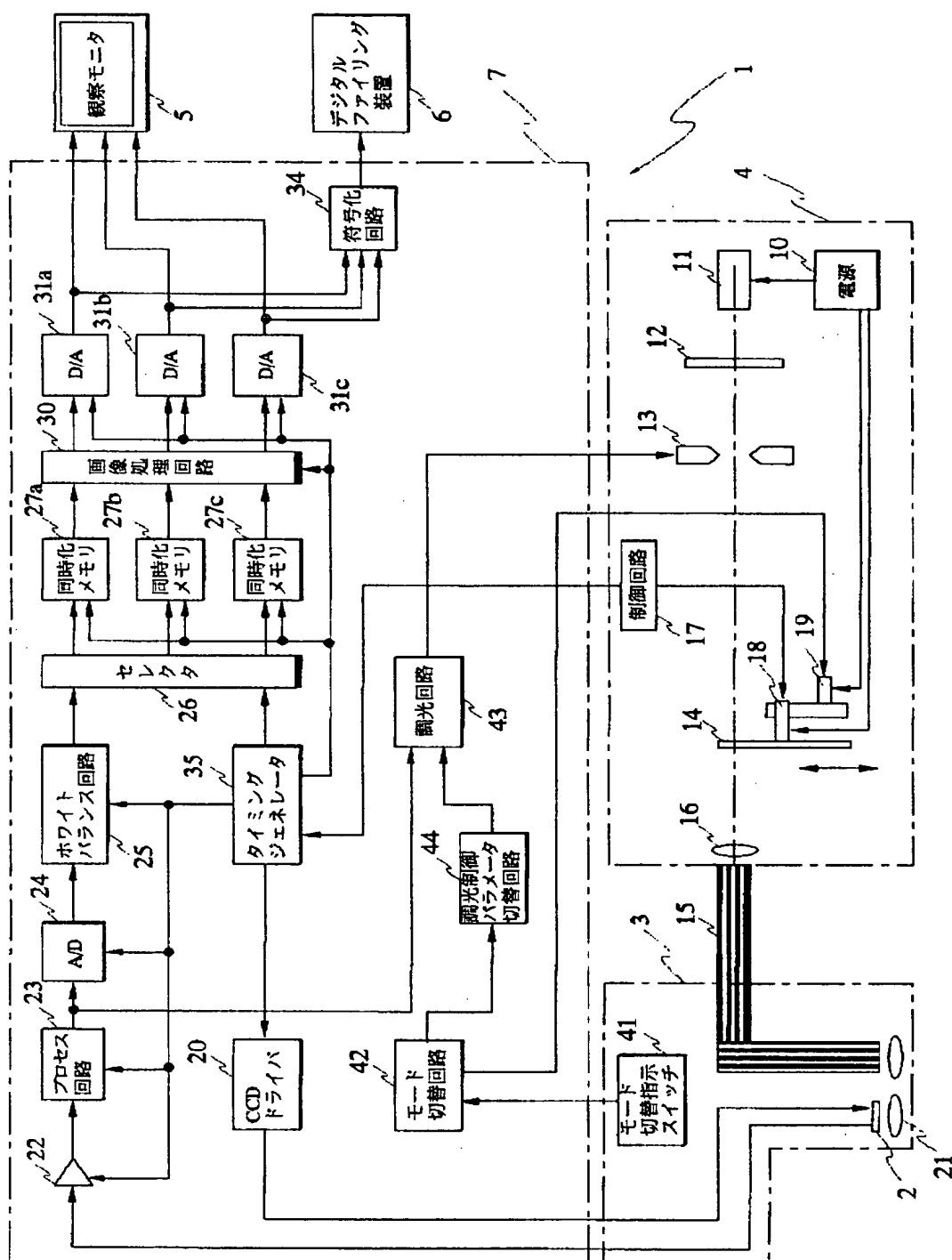


【図7】

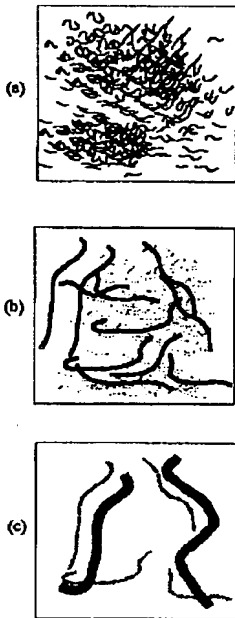




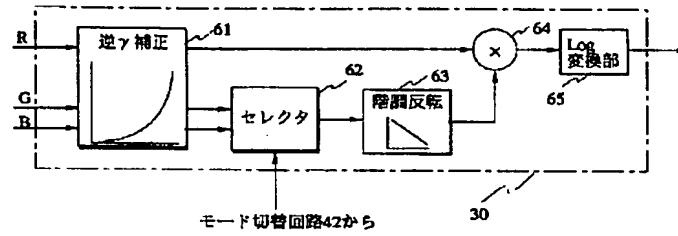
【図 1】



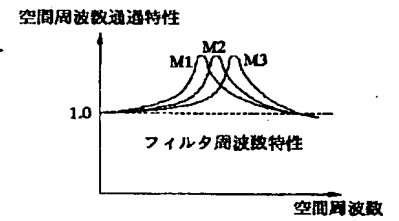
【図8】



【図10】



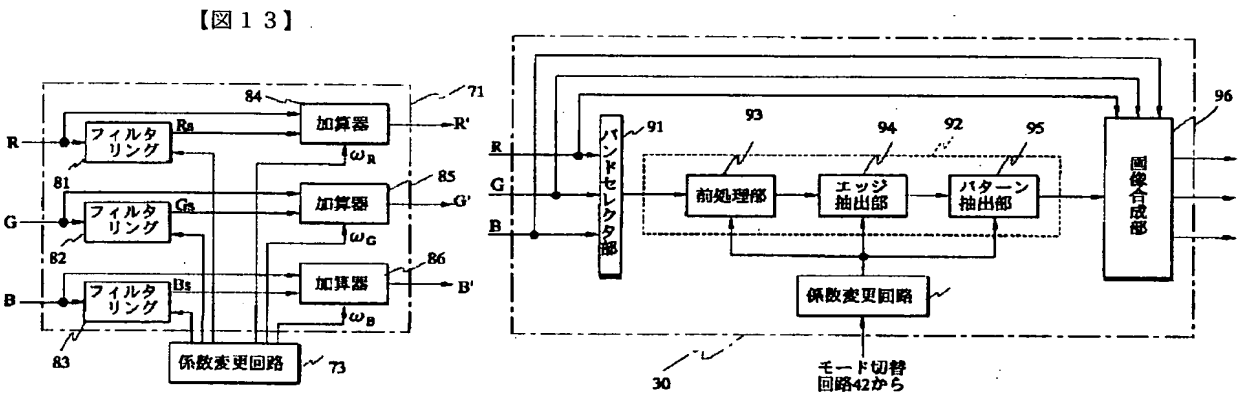
【図14】



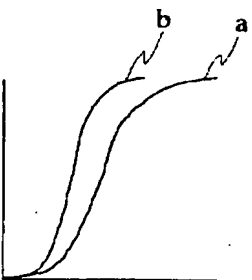
【図15】



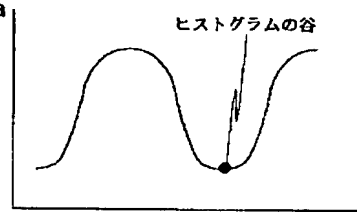
【図16】



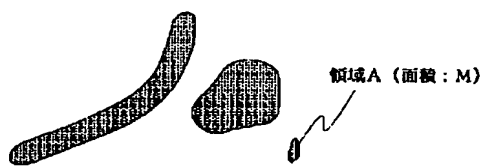
【図17】



【図18】



【図19】





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

### **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**